

ALTO TORQUE

DE INSERCIÓN

EN

IMPLANTOLOGÍA

Director:

Luis Blanco Jeréz

Alumno: Bruno Ruiz Gómez

Departamento Estomatología III (Cirugía Bucal)

Universidad Complutense de Madrid

ÍNDICE	
<i>Introducción</i>	<i>1</i>
<i>Estabilidad Primaria</i>	<i>4</i>
<i>Torque</i>	<i>5</i>
<i>Relación entre estabilidad primaria y torque</i>	<i>6</i>
<i>Técnica quirúrgica en relación a la estabilidad primaria</i>	<i>8</i>
<i>Calidad ósea en relación a la estabilidad primaria</i>	<i>9</i>
<i>Alto torque y metabolismo óseo durante la osteointegración</i>	<i>11</i>
<i>Aparatos de medición</i>	<i>16</i>
<i>Alto torque y pérdida ósea</i>	<i>19</i>
<i>Justificación</i>	<i>21</i>
<i>Objetivos</i>	<i>22</i>
<i>Material y Método</i>	<i>23</i>
<i>Resultados</i>	<i>32</i>
<i>Discusión</i>	<i>41</i>
<i>Conclusiones</i>	<i>45</i>
<i>Anexo</i>	<i>46</i>
<i>Bibliografía</i>	<i>48</i>

INTRODUCCIÓN:

Los implantes osteointegrados representan en la actualidad, sin lugar a dudas, una alternativa predecible en los procedimientos de rehabilitación oral. Siendo esta además, una herramienta útil en diversas y diferentes situaciones clínicas con una elevada tasa de éxito.¹

Las mejoras en los materiales utilizados y las modificaciones de los protocolos quirúrgicos han permitido que podamos ayudarnos de la implantología como método rutinario de primera elección en la rehabilitación morfofuncional de nuestros pacientes.

A pesar de la previsibilidad de los protocolos tradicionales basados en dos etapas quirúrgicas establecidos por Branemark y cols.^{2 3 4}. Las exigencias sociales hacen que los pacientes demanden, cada día más, reducir los tiempos de tratamiento y número de procedimientos para la restitución de sus dientes ausentes. Es por ello que la terapia implantológica contemporánea requiere responder a estas exigencias, sin obviar los parámetros necesarios e imprescindibles para el éxito en la práctica clínica, tales como criterios biológicos y mecánicos.⁵

En un intento por alcanzar y ofrecer a nuestros pacientes una solución funcional y estética definitiva, en el menor tiempo posible, la implantología se enfrenta a un reto biomecánico que desafía los protocolos tradicionales y que le permite conseguir una apropiada osteointegración.⁶ En base a poder reducir estos tiempos de cicatrización sin que esto vaya en detrimento de la unión hueso-implante, encontramos que la estabilidad primaria es uno de los parámetros primordiales en nuestro criterio clínico, del que dependerá un apropiado remodelado óseo periimplantario, tanto en protocolos quirúrgicos tradicionales como en protocolos de actuación para carga inmediata.⁷

La estabilidad se define como: la dificultad de desplazar un objeto o sistema en equilibrio, sin embargo, la estabilidad primaria de un implante tras su inserción no está claramente definida, entendiéndose comúnmente como la falta de movimiento del implante inmediatamente después de su inserción.⁸

Es por todos conocidos las mejoras que nos proporciona la carga inmediata, como son: simplificación de la terapéutica implantológica, reduce el tiempo edéntulo al paciente, elimina la utilización de prótesis removibles provisionales y sobre todo consigue que el tratamiento sea más confortable para el paciente.⁹ De acuerdo a Toyoshima T y cols.⁷ la estabilidad primaria es, tanto para la rehabilitación con protocolo quirúrgico convencional, como para la realización de protocolos de carga inmediata, uno de los principios fundamentales en los que se basa el éxito de los implantes. Depende

especialmente de la geometría de los implantes, la técnica quirúrgica, volumen óseo y calidad mecánica del hueso receptor.¹⁰

Calandriello R y cols.⁹ en su estudio prospectivo donde valoran los resultados clínicos a dos años en implantes cargados de forma inmediata en el sector posterior y con un hueso tipo 4 de acuerdo a la clasificación de Lekholm y Zarb¹¹, utilizando un torque de inserción entre 32 y 60 Ncm. Concluye que la carga inmediata es un procedimiento válido. Donde todos los implantes con una adecuada estabilidad primaria sobrevivieron.

Durante el momento de la inserción de los implantes en el hueso, el clínico tendrá posibilidad de percibir la estabilidad de los implantes de acuerdo a la resistencia rotacional que se produce al insertarlos.¹² Diversos autores como O'Sullivan en el 2000¹³, Ottoni en el 2005¹⁴ y Trisi en el¹⁵ 2009, sugieren que un elevado torque de inserción en los implantes es deseable para mejorar los fenómenos de osteointegración ya que el torque presenta una relación directamente proporcional con la estabilidad primaria.¹⁶

El conseguir una alta estabilidad primaria es directamente proporcional a la tasa de supervivencia de implantes dentales. Sin embargo, este procedimiento se asocia con la posible aparición de una sobrecompresión ósea y con la formación de una necrosis ósea por dicho efecto, que podría ocasionar la pérdida de fijación del implante dental al hueso.¹⁷

La hipótesis de la sobrecompresión ósea, tiene su razonamiento sobre la superación de los límites fisiológicos de adaptación del hueso y por consiguiente la aparición de fenómenos de reabsorción ósea debido a la isquemia que se produce tras la inserción del implante en el hueso. Siendo más comúnmente tenido en cuenta este proceso en presencia de un hueso altamente corticalizado.

El concepto de estabilidad primaria puede ser valorado teniendo en cuenta aspectos como el pico máximo de inserción clínica, el cual según Ito y cols. en el 2008.¹⁸ hace referencia a la estabilidad desde un punto de vista mecánico, al provocarse una resistencia durante la inserción del implante, así como mediante el análisis de frecuencia de resonancia (RFA) mediante la utilización de Osstell (Integration Diagnostics) el cual nos relaciona la estabilidad primaria con un cociente (ISQ) determinado por el contacto hueso-implante, calidad ósea y rigidez del implante.¹⁹

Es importante considerar también en relación al alto torque, que el procedimiento de osteointegración requiere de un estrés ideal para mantener una reparación ósea adecuada. De acuerdo a Sotto-Maior B y cols. 2010.²⁰ una excesiva tensión puede causar un daño irreversible en el hueso periimplantario. Así como una baja tensión puede estimular un remodelado óseo no deseado, como puede ser la fibrointegración del implante.

En este afán por aumentar la estabilidad primaria de los implantes insertados, tendremos que tener en cuenta varios aspectos: la calidad ósea, en cuanto al contacto hueso-implante inicial, macro y microgeometría implantaría así como la forma de preparación del hueso.^{21 22} También tendremos en cuenta y desarrollaremos la relación entre la estabilidad primaria y el torque de inserción, así como la relación entre el torque y la respuesta ósea durante el proceso de osteointegración.

ESTABILIDAD PRIMARIA

La estabilidad primaria en implantología ha sido considerado un elemento clave para el éxito del implante y que se lleve a cabo una adecuada osteointegración del mismo tras su inserción. Evitando así micromovimientos durante la fase de cicatrización que pudieran provocar la aparición de tejido fibroso en la interfase entre hueso e implante.²³

Inicialmente la estabilidad de los implantes tras ser insertados depende del contacto directo entre la superficie del implante y los tejidos que lo rodean, inicialmente este acontecimiento es puramente mecánico y da lugar a lo que denominamos estabilidad primaria. Clásicamente el parámetro clínico que hace referencia al micromovimiento ha sido relacionado con la “estabilidad primaria”, la cual puede ser definida como: “unión inicial lo suficientemente fuerte entre hueso e implante”.²⁴ La estabilidad primaria se consigue cuando el implante está completamente asentado en el hueso, consiguiéndose de forma inmediata una adaptación del tejido óseo a la morfología del implante de forma mecánica. Aunque el éxito de esta adaptación dependerá de otros factores como son la cantidad y calidad ósea del hueso receptor, geometría del implante y la técnica utilizada en su instalación (preparación e inserción). La estabilidad secundaria se alcanza cuando factores biológicos intervienen en el contacto con la superficie del implante.

En general, una mayor estabilidad primaria del implante dará lugar a un mayor crecimiento óseo en la superficie del implante mejorando así la estabilidad secundaria del implante como su supervivencia. A pesar de la importancia de la estabilidad primaria aun hoy no existe consenso en que método es mas adecuado para determinarla, existiendo a nuestra disposición elementos directos que nos dan información a cerca de la estabilidad primaria, entre los que se encuentran el uso del Análisis de Frecuencia de Resonancia (RFA) y el valor del Torque de Inserción (ITV).^{25 26 27}

TORQUE

Se puede definir Torque como el “momento de torsión” o medida de la capacidad de una fuerza para hacer girar un cuerpo. En este sentido el Torque de inserción promueve un giro en el implante sobre el cual se aplica la fuerza siendo expresada en unidades Ncm.

Habitualmente los implantes que disponemos en el mercado son de inserción roscada, bien sea por accionamiento eléctrico o manual. De acuerdo a diferentes aspectos, necesitaremos ejercer un determinado torque tanto en las fases de preparación ósea, inserción y asentamiento del implante en su posición final.

De forma directa algunos autores como Johansson y Strid²⁸ y posteriormente Friberg y cols^{29 30 31 32} valoraron la necesidad energética (J/mm^3) para perforar el hueso en la fase de preparación ósea implantológica. Esta energía resultó estar significativamente correlacionada con la densidad ósea de la zona donde se insertaría posteriormente el implante. Siendo este aspecto, la calidad ósea, un aspecto que ha sido sugerido como altamente significativo con respecto a la estabilidad del implante^{26 29}. Este valor de torque puede ayudar al clínico a interpretar in situ la calidad ósea del mismo área de preparación, pudiendo adaptar el protocolo de preparación ósea así como el tipo de implante a utilizar de acuerdo a la calidad ósea.

En cuanto a la propia inserción del implante, se puede hacer referencia a dos aspectos: el torque máximo de inserción del implante y el torque de asentamiento final del implante tras ser insertado.

- El torque máximo de inserción de un implante es la máxima fuerza que necesitamos en algún punto de su inserción. Esto es debido a que el implante puede discurrir por diferentes calidades óseas a lo largo de su inserción. Dándonos idea tridimensional del contacto que esta sufriendo el implante a lo largo de su inserción.
- El torque de asentamiento final es el torque necesario para hacer girar el implante en el momento en el que el implante alcanza su posicionamiento final de acuerdo al protocolo descrito por el fabricante. Se tiene que tener en cuenta que dependiendo de la geometría y características del implante, puede ocurrir que consigamos torques de asentamiento final que enmascaren un contacto tridimensional óptimo del implante. Por tanto es preferible que exista una correlación entre el torque de inserción y el de asentamiento final.

RELACIÓN ENTRE ESTABILIDAD PRIMARIA Y ALTO TORQUE

La inserción de los implantes se puede llevar a cabo de acuerdo a la utilización de instrumentos accionados eléctricamente o bien con instrumentos accionados manualmente. Cuando utilizamos instrumentos eléctricos para la preparación del hueso (fresado) y posteriormente inserción de los implantes, nos encontramos con unidades comercializadas que poseen limitadores de torque máximo (50-70 Ncm). Al igual que si utilizamos instrumental de accionamiento manual con control de torque (llaves dinamométricas).

Esto se debe en gran medida para evitar el daño a las estructuras propias del implante o al daño del hueso circundante. Somos los clínicos los que ayudados de dispositivos de accionamiento manual sin limitador de torque los que instalamos los implantes con alto torque de acuerdo a nuestra percepción y experiencia sin poder registrar el pico o valor máximo de inserción en cada momento. Es por ello que suponemos que hemos superado ampliamente los rangos de 50-70 Ncm sin quedar por ello registradas estas situaciones.

No es habitual que la industria odontológica ponga a disposición de los clínicos, herramientas adaptadas al uso quirúrgico intraoral para poder medir con precisión valores de inserción a alto torque. La bibliografía hace referencia a la utilización de aparatos dinamométricos de procedencia industrial utilizados en estudios de experimentación animal con instalación de implantes fuera de la cavidad bucal³³ o aquellos estudios clínicos que utilizan aparatos de control de torque con unas dimensiones y características no compatibles con el uso medico quirúrgico oral. Otros estudios refieren el uso de unidades quirúrgicas con contraángulos estándar y control de torque hasta 70Ncm haciendo referencia a la inserción de implantes con valores máximos de torque de 178.5 Ncm que difícilmente pueden ser alcanzados con este tipo de unidades y que el autor no explica.³⁴

Las demandas clínicas hacen que autores como Trissi P. ponga de manifiesto la necesidad de tener una unidad de control de alto torque con una serie de especificaciones y diseño aptas para el uso medico quirúrgico bucal. Habiendo recurrido para ello a la fabricación de prototipos.

Llevar a cabo procedimientos clínicos de instalación de implantes con protocolos de alto torque lleva implícito una serie de riesgos que deben de haberse tenido en cuenta por el clínico, entre los cuales destacan: daño en la conexión y transportadores de instalación del implante, fractura del implante y fracturas óseas. Es por ello que el clínico debe de poseer la experiencia

suficiente en el campo de la implantología para poder solventar las incidencias que se le pudieren presentar y responder ante ellas de una forma adecuada, no comprometiéndolo por ello el éxito del tratamiento. Debe tenerse en cuenta por tanto que se debe elegir cuidadosamente tanto el tipo de implantes como los materiales utilizados para la instalación de estos, cuando se utilicen protocolos de inserción a alto torque.

TÉCNICA QUIRÚRGICA EN RELACIÓN A LA ESTABILIDAD PRIMARIA

Durante el procedimiento quirúrgico implantológico nos preocupan diferentes aspectos como son, la posición tridimensional del implante, características anatómicas, mecánicas y fisiológicas del lecho receptor que nos permita alcanzar un umbral de estabilidad primaria que asegure reducir la presencia de micromovimientos en la interfase hueso-implante, lo cual pudiera interferir en el proceso de osteointegración. Establecemos para ello un rango crítico de micromovimiento entre 50-150 μ m por debajo del cual se presumen inocuos para el remodelado óseo perimplantario.^{35,36}

Una disminución en la preparación del lecho óseo, es decir, recurrir a técnicas de infrafresado, ha sido comúnmente asociado con elevados torques de inserción de implantes,^{37 38 13 39 40 41} pudiéndose aumentar este si además utilizamos implantes dentales de macrogeometría cónica, siendo la finalidad última el aumentar la compresión ósea perimplantaria.⁴²

CALIDAD ÓSEA EN RELACIÓN A LA ESTABILIDAD PRIMARIA.

Las diferentes localizaciones anatómicas en las cuales se insertan los implantes dentales han sido ampliamente estudiadas y reportadas, puesto que existen diferencias en cuanto a cantidad y calidad ósea, elementos clave para obtener estabilidad primaria adecuada al insertar los implantes en dichas zonas. Dicha cantidad y calidad dependerá de factores como la edad, sexo, raza, y localización anatómica de los maxilares. Para poder diferenciar aspectos de calidad se han utilizado clasificaciones como la de Lekholm y Zarb⁴³ atendiendo a la cantidad de hueso cortical y medular de la zona, así como la clasificación de Misch⁴⁴ que hace referencia a la calidad del hueso de acuerdo a la resistencia al fresado durante la osteotomía. La utilización de estudios tomográficos de las zonas a tratar con implantes nos permite además poder valorar las densidades a través de las Unidades Hounsfield (información numérica contenida en cada píxel de la tomografía computerizada, utilizada para representar la densidad del tejido óseo.)^{45 46 47}

La bibliografía habitualmente equipara calidad ósea con densidad ósea, siendo esta un factor a tener en cuenta en el pronóstico de nuestra terapia implantológica pero también hace referencia a aspectos como son: metabolismo óseo, recambio celular, mineralización, maduración, matriz intercelular y vascularización.

CLASIFICACION OSEA Y DISTRIBUCION DE CALIDADES OSEAS.

De acuerdo a la clasificación de Lekholm y Zarb ⁴³, los procesos alveolares que van a recibir la inserción de implantes se pueden clasificar atendiendo a la cantidad de hueso corticalizado y medular en 4 tipos:

Tipo1: Hueso en el que prácticamente su totalidad se compone de hueso compacto homogéneo.

Tipo2: Hueso en el que una capa gruesa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso trabecular denso.

Tipo3: Hueso en el que una capa delgada de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso.

Tipo4: Hueso caracterizado por presentar una capa delgada de hueso cortical que rodea un núcleo de hueso trabeculado de baja densidad. Proporcionando este hueso una baja resistencia.

Estas diferencias en calidad ósea se pueden asociar con diferentes zonas anatómicas de los maxilares. Así pues, las mandíbulas presentan un mayor grado de corticalización que los maxilares. A su vez, la mandíbula a medida que se aleja de la zona sinfisaria experimenta una disminución de su corticalización, disminuyendo su densidad ósea a medida que nos localizamos en zonas posteriores.

ALTO TORQUE Y METABOLISMO ÓSEO DURANTE LA OSTEointegración.

Es necesario comprender el fenómeno de la cicatrización ósea perimplantaria para poder manejar y entender ciertos aspectos clínicos en relación a la estabilidad primaria y al torque de inserción. Aunque existen todavía algunas incógnitas por dilucidar en relación al metabolismo óseo celular, intentaremos explicar brevemente la cascada que se produce en la cicatrización ósea durante el proceso de osteointegración con el objetivo de acercarnos a estos conceptos. Podemos clasificar la reacción biológica ósea cicatricial perimplantaria en tres fases. La primera y más importante en la fase de cicatrización es la fase de osteoconducción, en la que se produce la migración de células osteogénicas y su reclutamiento sobre la superficie del implante a través del coágulo inicial. La segunda fase o fase de formación de hueso nuevo o neoformación ósea, resulta de la mineralización de la matriz ósea formada en la interfase entre hueso-implante. Como consecuencia de estas dos primeras fases de osteogénesis se producirá un contacto entre la superficie del implante y el nuevo hueso de unión. Por último en la última o tercera fase, fase de remodelado óseo, tendrá lugar un proceso más lento que comprende la formación de hueso maduro alrededor del implante. Del éxito de estas tres fases, así como de otros factores descritos a lo largo de este trabajo dependerán los resultados del tratamiento implantológico.⁴⁸

1. Osteoconducción

Los términos “distancia y contacto en la osteogénesis” fueron descritos por primera vez por Osborn y Newesley en 1980 y se refieren a la formación de hueso sobre la superficie de hueso en el lecho periimplantario, similar a una aposición ósea de hueso en crecimiento. La superficie ósea provee a la zona de interfase entre hueso-implante de células osteogénicas que invadirán la superficie del implante, el cual quedará rodeado de esta matriz en osteoformación, de mayor complejidad que el coágulo transitorio. En este momento, como si de una fractura cicatrizando se tratara, la migración de células de tejido conectivo tendrá lugar a través de la fibrina que se forma durante la resolución del coágulo. Estas células de tejido conectivo proveerán de tejido conectivo temprano a esta zona como medio para las células osteogénicas. Es importante saber que una vez que comienza la diferenciación celular comienza la secreción de matriz ósea, y que la tensión generada por esta matriz frenará la continuidad de esta

migración celular. La formación y crecimiento óseo en los tres planos del espacio dentro de las superficies implantarias con microporos será consecuencia de la migración de células osteogénicas, tal y como ilustraron Osborn y Newesley.

En esta fase de osteoconducción conviven la diferenciación celular, migración celular y la formación de matriz ósea. Será de gran influencia el diseño del implante manteniendo el anclaje de esta matriz como si fuera un andamio a través del cual las células alcanzan toda la superficie del implante. En este sentido podríamos decir que la rugosidad del implante podría intervenir como factor osteoconductor. Incluso podemos encontrar en la actualidad superficies que intervienen en la quimiotaxis y en la microrretención que aumentan la adsorción y retención macromolecular de proteínas.

De acuerdo a Davies JE, podemos definir la osteoconducción como el reclutamiento de células osteogénicas diferenciadas sobre la superficie del implante junto con la formación de nuevo hueso. Osteoconducción es un fenómeno que también ocurre durante el proceso de remodelación ósea mediante la diferenciación de células osteogénicas derivadas de células indiferenciadas procedentes del tejido conectivo perivascular “pericitos” y de fibroblastos del tejido blando derivados de células mesenquimales procedentes de los vasos sanguíneos de nueva formación como consecuencia del trauma ocasionado. Sin embargo, tendrá lugar un medio transitorio de características complejas en el tejido de cicatrización perimplantario.

En este proceso de osteoconducción no solo tenemos que tener en cuenta los efectos e interacciones de las células sanguíneas sino también el papel temporal de la fibrina para dar lugar a la matriz estructural y el coágulo sanguíneo a través del cual las células deben migrar hasta alcanzar la superficie del implante.

- Células Sanguíneas Perimplantarias:

Las plaquetas son una de las células principales y de particular importancia que podemos encontrar en estas fases tempranas de cicatrización. Son activadas mediante un proceso de quimiotaxis resultante en la liberación de citoquinas y factores del crecimiento que aceleraran el proceso de cicatrización de la herida.

La adhesión inicial de las plaquetas, tiene que ver con un mediador denominado GPII b/III a integrina. Este mediador es absorbido por el fibrinógeno que se une a la superficie del implante. La superficie con mayor microtopografía muestran una mayor absorción de

fibrinógeno lo cual podría explicar un aumento en la adhesión plaquetaria.

La migración de células osteogénicas perimplantarias ocurrirá a través de una matriz biológica transitoria tridimensional formada como producto de la cascada de la coagulación y potenciada directa o indirectamente a través de eventos que implican a los leucocitos, la liberación citoquinas, factores del crecimiento y micropartículas procedentes de plaquetas activadas a través de la superficie del implante.

- Fibrina: La matriz transitoria

La fibrina producto de la reacción de la trombina y el fibrinógeno liberado en el lugar de cicatrización se adhiere a las superficies y será el medio osteogénico de migración celular hacia el material implantado. Sin embargo a la vez que se produce la cicatrización de la herida, células del tejido conectivo migrarán hacia el lugar de la herida provocando una contracción que comenzará alrededor del quinto día postinserción del implante en el hueso. Las células que intervienen principalmente en este proceso y que se consideran responsables de esta contracción son los fibroblastos, los cuales transducen una fuerza de contracción de aprox. 3 nN. Por lo tanto la habilidad de la superficie del implante en retener fibrina en la fase de retener fibrina en las fases de contracción de la herida es crítica en determinar si la migración de células alcanzará la superficie del implante. Esto implica que el diseño de la superficie del implante jugará un papel destacado en la retención de la fibrina y si la misma será recubierta a los pocos días de su inserción de la matriz transitoria que aportará el medio para las células osteogénicas hasta el implante.

Por lo tanto el proceso de osteoconducción, se basa en la migración y diferenciación de células osteogénicas sobre la superficie del implante cuyo diseño tendrá una profunda influencia sobre el nivel de activación de las plaquetas y por mantener el anclaje de las células osteogénicas que alcanzan la superficie del implante. Por otro lado, la activación de plaquetas provocará una densidad de gradientes de citoquinas y factores del crecimiento a través del cual los leucocitos y células osteogénicas entraran a formar parte del proceso de cicatrización.

2. Neoformación ósea

Finalmente cuando las células osteogénicas alcanzan la superficie del implante, inician la formación de matriz ósea. Como mencionamos previamente, la fase inicial de formación de hueso consiste en la secreción de células osteogénicas y de cemento matricial, esta es una matriz mineralizada interfacial que se deposita entre el hueso nuevo y el maduro libre de colágeno. La cascada de formación de hueso nuevo puede ser arbitrariamente dividida en cuatro fases durante su proceso, las cuales han sido confirmadas in vivo e in vitro. Brevemente podemos decir que ocurre una diferenciación de células osteogénicas, que han sido segregadas inicialmente una matriz orgánica libre de colágeno que proporciona un lugar para la deposición de fosfato cálcico para dar lugar a una mineralización posterior. Se han identificado dos proteínas óseas no colagenicas como son la Osteopontina y la Sialoproteína ósea y dos proteoglicanos en esta fase inicial orgánica pero no colágeno. La falta de colágeno en esta matriz concuerda con las observaciones de Weidenreich. La deposición de fosfato cálcico sobre la matriz y su cristalización así como el crecimiento de esta cristalización será el inicio para deposición de las fibras de colágeno. Finalmente la calcificación del colágeno tendrá lugar, finalizando así el proceso de formación de hueso nuevo.

3. Remodelación ósea

El remodelado óseo constituye la parte más crítica y de mayor importancia para lograr la estabilidad a largo plazo del implante, principalmente en la porción transcortical. En esta etapa hemos de tener en cuenta dos aspectos; 1. Durante esta fase de cicatrización del tejido periimplantario, se produce un remodelado de la osteona y del hueso nuevo neoformado que afectará a la superficie ósea transcortical en contacto con el implante, el resto de la superficie del implante está ocupada por hueso viejo, hueso necrosado o tejido conectivo generado por la necrosis periimplantaria y la lisis ósea tisular. 2. Aunque el remodelado y la reorganización del hueso trabecular también tendrá lugar en esta etapa, esto no es vital para la estabilidad y supervivencia del implante.⁴⁸

Este remodelado durante el proceso de osteogénesis tendrá lugar por la invasión de osteoclastos que provienen del tejido medular subyacente a la cortical. Para que esto ocurra la superficie reabsortiva de hueso viejo será poblada por células osteogénicas para que el hueso nuevo se forme y sea depositado sobre la superficie del implante. Estas células precursoras de la osteogénesis o células osteogénicas sufren un proceso de diferenciación,

que consiste en la capacidad de migración y en la diferenciación a osteoblastos. Estas células osteogénicas podemos definirlas como pre-osteoblastos o como osteoprogenitoras cuando están relacionadas con la expresión intracelular de proteínas relacionadas con el hueso. Uno de los requisitos esenciales para que se produzca el fenómeno de la formación de hueso nuevo será que el hueso viejo haya sido eliminado para poder producirse la síntesis de matriz ósea extracelular y el remodelado óseo.

La utilización de técnicas específicas de preparación ósea como son el infrafresado, provoca a parte de un aumento del torque de inserción del implante, la aparición de partículas óseas que se distribuyen a lo largo de la superficie del implante y rellenan su microgeometría, aumentando por tanto el contacto hueso implante inicial y pudiendo influir en la respuesta osteogénica⁴⁹.

Es por ello que el incremento en los torques de inserción de los implantes podría tener una repercusión a nivel histológico como pone de manifiesto Tabassum y cols en el 2010⁴⁹. Pues encuentra mayor contenido cálcico en la matriz ósea neoformada durante los primeros 12 días postinserción de los implantes. Provocando una mayor respuesta osteogénica como consecuencia del aumento del número de partículas óseas que actúan a modo de autoinjerto aportando osteoconducción y osteoinducción. Sin embargo estas investigaciones fueron realizadas in vitro, con lo que no contempla ciertos aspectos de la biología ósea humana, en este sentido debemos tener en cuenta sus conclusiones con precaución.

APARATOS DE MEDICIÓN

Se pueden utilizar varios métodos indirectos para determinar la densidad ósea de la zona a tratar con implantes, por tanto de forma previa a su inserción dispondremos de valores predictivos de la estabilidad primaria que alcanzarán los implantes dentales tras su inserción.

Como patrones de medición destacan:⁵⁰

- Determinaciones histológicas y morfométricas:

Consideradas estas como “Gold Standard”. Mediante pequeñas biopsias previamente obtenidas de la zona a tratar para su estudio histomorfométrico, nos permite el cálculo de áreas de hueso trabecular y corticalizado.

- Tomografía computerizada cuantitativa:

Esta técnica es frecuentemente utilizada en la determinación de la densidad ósea de pacientes osteoporóticos donde se determina la densidad ósea de una zona estudia de acuerdo a la aparición en la zona de estudio de un objeto con una densidad conocida. De acuerdo a esta técnica, Lindh y cols⁵¹ llevaron a cabo un estudio en 15 mandíbulas encontrando diferencias significativas en zonas anteriores respecto a zonas posteriores así como diferencias significativas entre las mandíbulas estudiadas.

En la actualidad recurrimos a una calibración de las imágenes de acuerdo a una escala de grises para determinar su valor en unidades Hounsfield (Hu), donde cada pixel recibe un valor numérico donde el agua es considerado valor 0, el aire -1000 y el hueso valores de +50 a +2500.

El avance tecnológico ha puesto en escena la utilización cada vez más habitual en el campo odontológico de tomógrafos de haz cónico los cuales también cuantifican los valores de densidad ósea en unidades Hounsfield (Hu). De acuerdo al estudio de Aranyarachkul y cols⁵² se pone de manifiesto la importante correlación de los valores de densidad entre zonas estudiadas con tomógrafos de haz helicoidal y tomógrafos de haz cónico. Siendo estos últimos los que expresan una sobrestimación de áreas radiodensas respecto a los de tipo helicoidal.

- Absorciometría dual de Rx (DEXA):

Esta técnica de determinación de densidad ósea esta basada en la utilización de dos fuentes de radiación ionizantes con energías diferentes, siendo atenuados estos rayos por las estructuras anatómicas de forma diferente. Esta técnica es frecuentemente utilizada en grandes estudios epidemiológicos para determinar los riesgos de fractura ósea. Denissen y cols.⁵³ llevo a cabo en estudio en mandíbulas, siendo los coeficientes de

variación similares a los registrados con tomografías computerizadas cuantitativas.

Este tipo de técnica para determinar la densidad ósea no es utilizada de forma habitual en odontología por lo que no es habitual encontrar bibliografía que haga referencia a su utilización.

- Resonancia magnética nuclear:

Como alternativa al uso de radiación ionizante Gray y cols ⁵⁴ llevaron a cabo un estudio descriptivo para determinar la densidad ósea en mandíbulas y maxilares, permitiendo así llevar a cabo una planificación implantológica.

- Determinación ordinaria de la densidad ósea basada en el análisis de ortopantomografías y radiografías cefalométricas:

Lekhol y Zarb⁴³ describieron un método de clasificación preoperatorio de la densidad ósea valorando imágenes radiográficas. Esta clasificación ha sido referenciada por la bibliografía internacional y aun hoy sigue siendo utilizado. Encontrándose una significativa relación entre la densidad ósea determinada mediante tomografía axial computerizadas respecto a los valores predictivos determinados con radiografías panorámicas previamente (Klemetti y Kolmakow).⁵⁵

Estas clasificaciones pueden ser de gran ayuda en la planificación implantológica pero son necesarias clasificaciones más objetivas que se adapten a los criterios clínicos en los cuales se basa la implantología de nuestros días, donde las demandas sociales obligan a disminuir los tiempos de osteointegración.

Como métodos directos para valorar la densidad ósea y por tanto su extrapolación en cuanto a estabilidad primaria del implante, ya sea durante su preparación quirúrgica, inserción o inmediatamente después de su inserción. Estos métodos que pretenden valorar la densidad ósea de la zona donde se han insertado los implantes atienden a las características biomecánicas del hueso en el cual se insertan los implantes. Tales como:

- Resistencia al fresado durante la instrumentación del lecho quirúrgico implantario:

Durante la preparación mediante fresado del lecho quirúrgico del implante el cirujano puede interpretar la densidad ósea de la zona de acuerdo a la percepción táctil de resistencia al fresado. De acuerdo con esto Misch ⁴⁴ lleva a cabo un estudio experimental donde establece 4 tipos de densidades tomadas como referencia a la hora de interpretar la densidad ósea, estando en función de la presencia de hueso cortical o trabeculado. Correspondiéndose el tipo I con hueso altamente corticalizado y Tipo IV con hueso trabeculado.

Esta forma de interpretar la densidad también es utilizada por Friberg y cols.²⁹, el cual concluye que parece ser un método adecuado para valorar la densidad de la zona a tratar con implantes.

Sin embargo, este método de determinar la densidad de la zona esta sujeto a la subjetividad como así demuestra el estudio de Trisi y Rao⁵⁶ donde se concluye que el cirujano será capaz de diferenciar mediante el fresado densidades de hueso tipo D1 y D4 pero no tendrá capacidad de diferenciar densidades de tipo D2 y D3 de acuerdo a la clasificación de Misch⁴⁴.

- Resistencia a la inserción del implante:

Cuando insertamos un implante en el hueso se produce una resistencia a su inserción condicionada por la macro y microgeometría del implante así como por la densidad ósea de la zona receptora. Esta resistencia es habitualmente medida de acuerdo a la unidad de medida Ncm.

La valoración del torque a la hora de preparar el hueso para la posterior inserción de implantes dentales fue descrito por primera vez por Johansson y Strid.²⁸

- Análisis de Frecuencia de Resonancia.(RFA)

Este es un método que proporciona mediciones de la micromovilidad lateral de un implantes inmediatamente después de su inserción en el hueso así como en momentos posteriores. A raíz de los estudios de Meredith y cols⁵⁷ la empresa Osstell® desarrollo una escala de medición denominada “coeficiente de Estabilidad del Implante” (ISQ) que nos permite determinar la estabilidad primaria y secundaria de un implante.

La técnica consiste en utilizar un transductor (varilla de metal atornillada al implante con un imán en su parte superior) que se estimula mediante impulsos magnéticos procedentes de un dispositivo electrónico. Con ello se genera una fuerza extremadamente pequeña que provoca una flexión a lo largo de la superficie de contacto hueso-implante. Es el equivalente, en términos de dirección y tipo, a la aplicación de una fuerza lateral fija al implante y a la medición de su desplazamiento.

El valor ISQ es una representación casi lineal, desde la frecuencia de la resonancia medida en Khz a la escala clínica de mayor utilidad de 1-100 ISQ. Cuanto mas alto sea el valor de ISQ, más estable será el implante. Podemos interpretar como adecuados, valores de ISQ de 55-85 en cuanto a estabilidad primaria se refiere y valores que rondan los 70 ISQ en cuanto a estabilidad secundaria se refiere.

El transductor posee dos frecuencias de resonancia fundamentales, es decir, que vibra en dos direcciones perpendiculares entre si. Proporcionándonos en cada medición dos valores ISQ que hacen referencia a

la diferencia de densidad que rodea al implante y que debemos interpretar adecuadamente.

ALTO TOQUE Y PÉRDIDA ÓSEA:

LLevar a cabo ostectomias de diámetros reducidos para insertar implantes dentales de diseño cónico, ha sido frecuentemente asociado con elevados torques de inserción de implantes. Este es el motivo por el que provocan una elevada compresión en el hueso, la cual puede dar lugar a una disminución en la vascularización ósea y por consiguiente la aparición de un proceso de necrosis ósea que traería como consecuencia el fracaso en la osteointegración.⁶²

El proceso de osteointegración requiere de la existencia de un estrés ideal que favorezca un adecuado proceso de remodelado óseo, de no ser así, se producirán lesiones óseas perimplantarias.²⁰

La utilización de procesos de simulación por ordenador han puesto de manifiesto que el estrés óseo fruto de esa elevada compresión ósea y la aparición de tensiones hidroestáticas en el líquido intersticial pueden modular la diferenciación tisular y el remodelado óseo.²⁰

Autores como Sotto-Maior B y cols²⁰ en el 2010 recurren al análisis mediante elementos finitos para dilucidar el estrés óseo tanto en su porción cortical crestal como en la zona medular que sufre el hueso tras la inserción de un implante dental. Poniendo de manifiesto la escasa capacidad para disipar el estrés en la cortical ósea en comparación con la medular, la cual experimenta mayores valores de tensión, es decir, deformación, a medida que recibe mayor fuerza compresiva.

La utilización de procedimientos matemáticos para aclarar los fenómenos de estabilidad primaria o fenómeno de anclaje primario que experimenta el implante tras su inserción es puesto de manifiesto en estudios como el de Natali A y cols⁶², quienes en el 2009 hacen referencia a cómo se comportan las distintas porciones del implante con respecto al hueso.

En esta línea podemos observar la respuesta ósea frente a aumentos de torque. Duyck J y cols.⁶⁵ en 2010 ponen de manifiesto el mayor remodelado óseo crestal y la mayor pérdida ósea en esta zona, en aquellos casos en los que la geometría del implante y modo de preparación ósea provocan un exceso de compresión ósea. Este parece ser el motivo aparente de la pérdida del hueso crestal.

Aportar claridad a cerca del proceso biológico que acompaña la inserción de implantes con alto troque ha sido el objetivo de trabajos como el de Trisi P y

cols 2011.⁶⁴ Quienes mediante análisis histológicos e histomorfométricos tratan de esclarecer que procesos biológicos ocurren a lo largo de la interfase hueso-implante en implantes colocados a alto torque. Concluyendo que la inserción de implantes con alto torque en hueso cortical denso no induce necrosis óseas ni fracaso del implante, si no que por el contrario produce un incremento en la estabilidad primaria y secundaria de los implantes instalados con este protocolo.⁶⁴

Degidi M y cols.¹⁰ en 2009 analizan desde un punto de vista histomorfométrico cuáles son las diferencias en cuanto a cicatrización ósea perimplantaria y porcentaje de contacto hueso-implante (%BIC) en relación a diferentes torques de inserción. Concluyen que no existe una relación estadísticamente significativa entre % BIC y torque de inserción en la muestra estudiada.¹⁰

JUSTIFICACIÓN:

Cada vez más nuestros pacientes solicitan tratamientos que aparte de permitirles una adecuada función masticatoria, estén a la altura de las exigencias estéticas actuales. Esto nos obliga a introducir cambios en nuestros protocolos terapéuticos habituales, permitiéndonos de este modo satisfacer sus demandas asistenciales. Es por ello que la carga inmediata en implantología reúne una serie de virtudes demandadas en gran número de ocasiones por nuestros pacientes.

En base a la evidencia científica, encontramos que el aumento en el torque de inserción permite mejoras en la estabilidad primaria.⁶ Inherente al aumento en la estabilidad primaria se encuentra la posibilidad de realizar carga inmediata en la práctica clínica. Si tenemos en cuenta estos dos factores y su relación podríamos decir que si conseguimos estabilidad primaria suficiente podríamos realizar carga inmediata de forma rutinaria sin comprometer la osteointegración, siempre que se respeten el resto de factores imprescindibles dentro de nuestros protocolos quirúrgicos (longitud y diámetro del implante, superficie adecuada del implante, cantidad y calidad ósea, aspectos biológicos, enfermedades sistémicas, etc...).

La bibliografía existente en relación al alto torque y un inadecuado comportamiento del remodelado óseo no es concluyente. A pesar de que estos conceptos son ampliamente aceptados en la literatura, son muy pocos los estudios que han publicado la veracidad de estas hipótesis.

Solo encontramos un estudio prospectivo realizado por Duyck y cols 2010⁹ que evalúa la relación entre el alto torque de inserción implantaria y remodelado óseo alrededor del implante mediante análisis radiológico. Llegando a la conclusión de que existe una mayor pérdida ósea marginal en implantes insertados a 50 Ncm.

Sin embargo otros autores como Meltzer A y cols³ indican que no existe evidencia científica para apoyar la afirmación de que altos niveles de torque generen necrosis ósea por sobrecompresión, concluyendo además que un alto torque puede proporcionar mejoras sustanciales en los protocolos quirúrgicos tradicionales, así como en la práctica de carga inmediata.

Basándonos en lo descrito establecemos nuestra hipótesis de trabajo:
“Un alto torque de inserción por encima de los 70 Ncm no hace disminuir la

marginales, aportando como beneficio el aumento de su estabilidad primaria”

OBJETIVOS:

El objetivo de nuestro estudio será evaluar la tasa de supervivencia de implantes insertados a alto torque (por encima de 70Ncm) respecto a un grupo control así como analizar el remodelado óseo que se produce alrededor de estos implantes respecto al grupo control.

Con ello proponemos introducir el alto torque dentro de nuestro protocolo quirúrgico con el único objetivo de potenciar nuestros resultados, como pueden ser: aumentar la estabilidad primaria, ayudar al proceso de osteointegración mediante la disminución de micromovimientos durante el proceso de cicatrización y la posibilidad de realizar protocolos de carga inmediata de forma predecible.

1. Evaluar la tasa de supervivencia de los implantes en función de su torque de inserción.
2. Medir pérdida ósea crestral marginal perimplantaria en implantes insertados a torque convencional e implantes insertados a alto torque.
3. Comparar el remodelado óseo crestral entre el grupo control y el grupo experimental a 3 y 6 meses.

MATERIAL Y MÉTODO:

MATERIAL:

El material utilizado para la realización de este estudio lo podemos dividir en dos tipos de material; material humano y material de investigación.

Material humano:

Operador: el procedimiento quirúrgico correspondiente a la investigación será realizado por un único operador.

Muestra: se seleccionaron individuos susceptibles de ser tratados y rehabilitados mediante terapia implantológica, pertenecientes al Master de Cirugía Bucal, Implantología y Periodoncia de la Universidad de León.

Los siete individuos incluidos en la muestra del estudio piloto longitudinal prospectivo de casos y controles a boca partida, fueron seleccionados y tratados en la clínica del Máster en Cirugía Bucal, Implantología y Periodoncia de la Universidad de León por un único operador entre Enero 2012 y Mayo 2013. Se respetaron los criterios de la Declaración de Helsinki en cuanto a la investigación en seres humanos. Todos los individuos recibieron exhaustivas explicaciones y se les dio información por escrito basada en un consentimiento informado antes de ser incluidos en el estudio (Consentimiento: Anexo). Los candidatos fueron totalmente edéntulos mandibulares. Todos los individuos fueron sometidos a una evaluación preliminar bajo una cuidadosa valoración médica previa al procedimiento implantológico, revisión de su historia dental, estudio radiográfico y tomográfico de la zona edentula mandibular. Los pacientes fueron incluidos bajo los siguientes criterios de inclusión:

- Mayor de 18 años.
- No presentar patología cardiovascular.
- No presentar patología respiratoria.
- No presentar patología hormonal.
- No estar tratado con AINES.
- Paciente que no precise procedimientos de regeneración tisular.
- Cantidad de hueso suficiente en volumen para la colocación de implantes de 11.5 mm de longitud y 4,1 mm de diámetro. Con al menos 1mm de hueso tridimensional al cuerpo del implante en todas sus localizaciones.
- Individuos con zona edéntulas intermentonianas
- No portadores de prótesis removibles provisionales ni definitivas.

- Higiene oral adecuada.

Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

- Pacientes con enfermedad sistémica que podría comprometer la osteointegración
- Previa irradiación de la cabeza y cuello
- Haber sido tratada con Ac. Alendrónico o derivados
- Diabetes no controlada
- Abuso de sustancias tóxicas
- Presencia de procesos infecciosos
- Fumar más de 20 cigarrillos /día
- Lesión inflamatoria/infecciosa en zona a ser tratada con implantes
- Zonas edéntulas con menos de 1 año de cicatrización ósea

Distribución de la muestra:

1. Grupo Control: implantes insertados con un torque máximo de 35 Ncm.
 - 7 Individuos
 - 5 hombres y 2 mujeres
 - Edades comprendidas 42-67 años
 - 7 implantes utilizados.
2. Grupo Experimental: implantes insertados a un alto torque, es decir, por encima de 70 Ncm.
 - 7 Individuos
 - 5 hombres y 2 mujeres
 - Edades comprendidas 42-67 años
 - 7 implantes utilizados

Material clínico utilizado:

Implantes Zimmer Screw-Vent de 4,1x11,5 mm.

Llave dinamométrica con control de torque electrónico

Calibre digital

MÉTODO:

Todos los pacientes fueron instruidos para usar preoperatoriamente clorhexidina al 0,2% en enjuague previo a la cirugía implantológica, así como 3 veces al día durante 15 días postcirugía. Se prescribió antibioterapia profiláctica previa a la cirugía para la cual se utilizó Amoxicilina/Ac. Clavulánico 875/215mg 1 cada 8 horas y se mantuvo la pauta durante 6 días postcirugía. Como medidas de control del dolor e inflamación se prescribieron AINES a razón de 1 cada 8 horas durante 3 días postcirugía (Ibuprofeno 600mg).

El paciente fue anestesiado locoregionalmente con clorhidrato de articaína y epinefrina (1:100.000). El acceso quirúrgico al hueso mandibular fue mediante una incisión crestal mucoperióstica a espesor total, seguido de la elevación de un colgajo a espesor total de tamaño limitado para preservar la vascularización perióstica.

Preparación del Lecho Óseo

En cada paciente incluido en la muestra se colocaran 2 implantes (1Experimental/1Control) interforaminales, con una distancia interimplantaria de ≥ 3 mm. Siendo la posición final del implante yuxtacrestal en su plano apicocoronal. La distribución de los implantes en la mandíbula se lleva a cabo de forma aleatoria.

El protocolo de fresado para el grupo control se realizó de acuerdo al descrito por la casa Zimmer Dental® para hueso denso, siendo la última fresa utilizada la de 3,8/3,4 x 11,5 mm. En el grupo experimental se modificará la secuencia de fresado en función del tipo de hueso para obtener elevados torques de inserción. La preparación ósea en el grupo experimental se basa en reducir el diámetro de la preparación ósea, para ello, se dejan sin pasar últimas dos fresas finales del protocolo descrito por el fabricante, las cuales se usaran únicamente para la preparación de los tres primeros milímetros crestales o cuando la densidad del hueso sea tan elevada que sea inevitable su utilización para insertar los implantes con seguridad.

Después de la inserción de los implantes, se instalaron sobre estos, unos perfiladores gingivales de 3,5mm de diámetro y 3mm de altura los cuales se mantuvieron durante todo el proceso de cicatrización. Posteriormente se procedió a reubicar los colgajos mediante sutura interrumpida (Vicryl® 4-0).

Control del Torque de Inserción con llave Dinamométrica Digital

Se utilizará para determinar el torque de inserción una llave quirúrgica dinamométrica electrónica (Figura 1) conectada a un ordenador cuya interpretación de datos se realiza mediante un software informático (QuattroTi®. Cislago. Italy.). Permitiéndonos este sistema leer el par de fuerza transmitido al implante durante su inserción en el hueso.

Para insertar el implante el operador debe aplicar una fuerza al mango de la llave lo cual provoca el giro del implante y por tanto su inserción. Las leyes de la mecánica nos enseñan que la fuerza multiplicada por la longitud del brazo de la palanca desde el punto de reacción hasta el punto de acción, da como resultado un momento de fuerza aplicado al implante durante su giro. $C=F*b$.

El fabricante asegura unas lecturas de torque con una precisión de $\pm 3\%$. De acuerdo al fabricante, el sistema ha sido diseñado para llevar a cabo auto calibraciones siempre y cuando se use según sus especificaciones. Permitiéndonos en nuestro estudio, reflejar en todo momento el torque que está recibiendo el implante para llevar a cabo su inserción. Pudiéndose valorar de esta forma el torque de inserción, su valor máximo, así como el torque final o de asentamiento cuyo valor corresponde a los Ncm necesarios para ubicar el implante en su posición final.

En el caso de obtener unos valores de torque de inserción superiores a 35Ncm, se procede a retirar el implante con llave de accionamiento manual y se vuelve a instrumentar la preparación ósea con la última fresa del protocolo quirúrgico establecido por el fabricante, repitiendo este procedimiento hasta que el torque de inserción controlado con la llave digital no supere los 35Ncm.



Figura 1. Llave quirúrgica dinamométrica electrónica

Dispositivo de estandarización radiológica

Posterior a la inserción de los implantes se confecciona un dispositivo que nos permita obtener registros radiográficos estandarizados e individualizados para cada implante y paciente. Para ello se utiliza el posicionador distribuido por Dentsply® (Uni-Grip 360°) el cual se solidariza al transportador con el cual se inserta el implante Zimmer Dental® en el hueso. Fijando el transportador del implante al posicionador mediante resina autopolimerizable (Protemp™ 3M). Permittiendonos de esta forma obtener un posicionador perfectamente individualizado. Figura 2, Figura 3 y Figura 4.

A continuación se lleva a cabo una exploración radiológica para valorar el nivel de hueso con respecto a la parte más coronal del implante. Para ello se utiliza como película radiográfica una placa de Fósforo de 22x31mm y el sistema de revelado digital PSPIX, ambos distribuidos por Grupo Acteon. Como aparato de Radiología intraoral se utilizó el Kodak® 2200 estando estandarizada su exposición mediante los siguientes parámetros: exposición en modo digital, 60Kv, tamaño medio de paciente y 0.094 sg como tiempo de exposición.



Figura 2. Componentes del sistema de paralelización.



Figura 3. Posicionador atornillado al implante.



Figura 4. Proyección radiológica estandarizada

Procesado de Imágenes:

Una vez obtenida la imagen radiográfica en formato Tiff es optimizada utilizando un software de imagen (ImageJ 1.46 Maryland, EE.UU.). Para manejar posteriormente la imagen, se la optimiza y se convierte en una imagen de 32Bit con formato JPEG, posteriormente se le aplica un filtro de color amarillo que nos permita diferenciar mejor las densidades radiológicas de la imagen, ayudándonos a identificar con facilidad los contornos óseos y superficies implantarias que tomaremos como referencia.

Mediante la ayuda del software informático (Adobe Photoshop CS3) se validan los registros obtenidos y se llevan a cabo las mediciones de las pérdidas óseas perimplantarias como consecuencia del remodelado óseo perimplantario. Figura 5. La validación se realiza tomando como patrón de referencia el primer registro de cada caso. Este proceso nos permitirá afirmar que los sucesivos registros radiográfico son iguales que el primero, obtenido inmediatamente posterior a la inserción quirúrgica del implante. Es decir, las proyecciones obtenidas poseen las mismas dimensiones y han sido obtenidas con el mismo ángulo de incidencia del haz de Rx. Para validar los registros, sometemos las imágenes a una superposición de imágenes mediante “capas” donde podemos observar el grado de coincidencia de las imágenes, tomando como referencia en la superposición, el transportador del implante, el cual posee unas características que nos facilita la comprobación de la superposición, como son su longitud, diferentes dimensiones en anchura y la presencia de acanaladuras que nos facilitan la comprobación de su coincidencia.

La medición de los niveles óseos requiere procesar la imagen para convertir el formato de imagen de píxel a milímetros. Para ello a través del menú del software aplicamos un valor de medida conocido como es la longitud máxima del transportador del implante que aparece en la radiografía y que previamente es medida su longitud con el calibre digital. A partir de esto el software aplica un factor de corrección específico para cada imagen que nos permite convertir medidas de imágenes de píxel a milímetros. Las mediciones las realizamos a partir de puntos de referencia del implante hasta las zonas más próxima de hueso. Como punto de referencia implantológico tomamos la parte más coronal del implante, llevando a cabo 2 tipos de mediciones, una vertical y otra horizontal. Tanto en la cara mesial como distal del implante. Es decir, tomamos dos registros mesiales (vertical y horizontal) y dos registros distales (vertical y horizontal).

En los registros verticales se mide desde la zona más coronal del implante hasta la porción de hueso más cercana que represente contacto con la superficie del implante. En los registros horizontales se toma como referencia la distancia entre la parte más coronal del implante y la porción de hueso más cercana, de acuerdo a un plano horizontal, a la parte más coronal del implante.

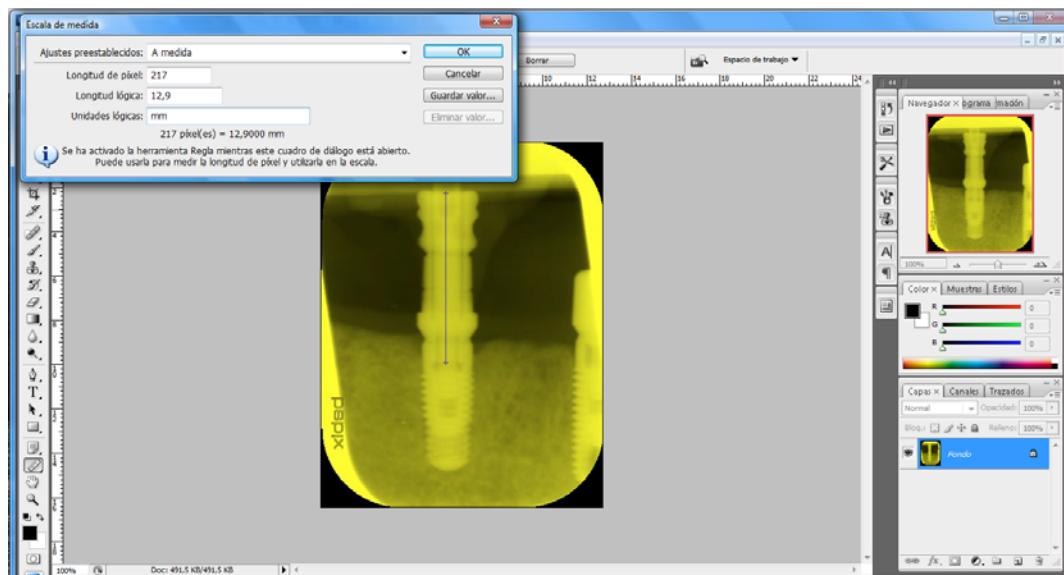


Figura 5. Validación de imágenes mediante software informático

Monitorización de los pacientes

Los pacientes fueron revisados por el operador a los 3 y 6 meses postinserción del implante. Se evalúa la supervivencia del implante teniendo en cuenta que el paciente no presente dolor ni movilidad en el implante. Fueron sometidos a la manipulación, atornillado-desatronillado de perfiladores gingivales así como de la fijación del sistema de paralelización individualizado para la toma de registros radiográficos. En estos controles se tomaron registros radiográficos.

Tras la recogida de datos se llevó a cabo una interpretación estadística de los resultados. Para ello utilizaremos una técnica estadística denominada Anova Bifactorial (grupo x momento) con Medidas Repetidas en Ambos Factores permitiéndonos de esta forma hallar los valores de significación correspondientes a las variables estudiadas. Como herramientas de procesamiento de datos y análisis estadístico se utilizan los programas SPSS® (Statistical Package for the Social Sciences) y SAS® (Statistical Analysis System)

De esta forma, podremos obtener los resultados necesarios para realizar una apropiada discusión con la bibliografía existente y las conclusiones inherentes derivadas de dichos resultados.

RESULTADOS:

Los resultados obtenidos y analizados son las pérdidas óseas crestales tanto verticales como horizontales en el margen óseo perimplantario. Para ello debemos conocer previamente los valores de torque usados en el grupo control y en el grupo experimental. Estos valores de torque se encuentran representados en la Tabla 1.

Paciente	Sexo	Control (Ncm)	Test (Ncm)	Supervivencia
1	Varón	35.8	148,4	100%
2	Varón	35.3	123.2	100%
3	Mujer	27.2	96.4	100%
4	Varón	31.8	104	100%
5	Varón	35.8	101	100%
6	Varón	28.2	96.4	100%
7	Mujer	34.8	77.7	100%

Tabla1. Valores de torque en grupo control y grupo experimental con supervivencia a 6 meses.

Se tomaron mediciones de pérdidas óseas a 3 meses(Tabla 2.) y 6 meses (Tabla 3.), en diferentes localizaciones perimplantarias, donde el valor “a” corresponde a la perdida vertical mesial, el valor “b” corresponde a la perdida vertical distal, el valor “c” corresponde a la perdida horizontal mesial, el valor “d” corresponde a la perdida horizontal distal. Además, se introduce un valor denominado “TOT²” que hace referencia al área de pérdida ósea, es decir, contempla en un valor la perdida vertical y horizontal que experimenta cada implante tanto en mesial como en distal. Para calcular TOT², aplicamos la

$$\text{siguiente fórmula } \text{TOT}^2 = \frac{A * C}{2} + \frac{B * D}{2}$$

<u>Paciente</u>	<u>Control (mm)</u>	<u>Experimental (mm)</u>
1.a	0.200	1.298
1.b	0.200	0.551
1.c	0.179	0.641
1.d	0.358	0.373
1.TOT ²	0.054	0.519
2.a	1.325	0.813
2.b	0.754	0.586
2.c	0.881	0.591
2.d	0.638	0.542
2.TOT ²	0.824	0.399
3.a	0.181	0.420
3.b	0.085	0.793

3.c	0.218	0.479
3.d	0.171	0.597
3.TOT ²	0.027	0.337
4.a	0.476	0.340
4.b	0.272	0.570
4.c	0.347	0.397
4.d	0.481	0.457
4.TOT ²	0.148	0.198
5.a	0.475	0.667
5.b	0.353	0.481
5.c	0.503	0.422
5.d	0.300	0.304
5.TOT ²	0.172	0.214
6.a	0.324	0.823
6.b	0.127	0.643
6.c	0.127	0.480
6.d	0.190	0.411
6.TOT ²	0.033	0.330
7.a	0.733	0.823
7.b	0.324	0.940
7.c	0.652	0.893
7.d	0.438	0.833
7.TOT ²	0.310	0.759

Tabla 2. Resultados de pérdida ósea a 3 meses expresados en milímetros (mm).

<u>Paciente</u>	<u>Control (mm)</u>	<u>Experimental (mm)</u>
1.a	0.420	1.368
1.b	0.349	0.893
1.c	0.349	0.775
1.d	0.364	0.640
1.TOT ²	0.137	0.816
2.a	1.943	2.003
2.b	0.885	1.031
2.c	1.214	1.407
2.d	0.921	0.981
2.TOT ²	1.587	1.915
3.a	0.372	0.875
3.b	0.353	0.931
3.c	0.294	0.728
3.d	0.235	0.801
3.TOT ²	0.096	0.691
4.a	1.674	0.823
4.b	1.017	0.699
4.c	0.797	0.577
4.d	0.664	0.566
4.TOT ²	1.005	0.435

5.a	0.796	0.892
5.b	0.726	0.758
5.c	1.315	1.121
5.d	1.394	0.626
5.TOT ²	1.029	0.737
6.a	0.563	0.940
6.b	0.477	0.813
6.c	0.305	0.607
6.d	0.366	0.967
6.TOT ²	0.173	0.678
7.a	0.994	0.999
7.b	0.839	1.180
7.c	0.705	1.071
7.d	0.687	1.085
7.TOT ²	0.639	1.175

Tabla 3. Resultados de pérdida ósea a 6 meses expresados en milímetros (mm).

De acuerdo al análisis descriptivo de los datos, establecemos los valores medios de torque en función del grupo (control/experimental) (Tabla 4.) y representamos las variables de pérdida ósea sin tener en cuenta los grupos (control/experimental) y los momentos (3meses/6meses).(Tabla 5.)

Variable	N	Media	Desviación Estándar	Min	Mediana	Max
Control_	7	32.70	3.69	27.20	34.80	35.80
Experimental	7	106.73	22.75	77.70	101.00	148.40

Tabla 4. Valores medios de torque de inserción expresados en Ncm.

Variable	N	Media	Desviación Estándar	Min	Mediana	Max
A	28	0.84	0.49	0.18	0.82	2.00
B	28	0.63	0.29	0.09	0.67	1.18
C	28	0.65	0.34	0.13	0.60	1.41
D	28	0.59	0.29	0.17	0.55	1.39

Tabla 5. Contempla la media, desviación estándar, valores mínimos, mediana y valores máximos de pérdida ósea en sus 4 componentes (vertical y horizontal) en controles a 3 y 6 meses postinserción de implantes. Estando los valores de pérdida ósea expresados en milímetros.

En la Tabla 6. Comparamos los grupos control y experimental en cuanto a variables de pérdida ósea se refiere.

Grupo	N Obs	Variable	N	Media	Desviación Estandar	Min	Mediana	Max
Control	14	A	14	0.75	0.55	0.18	0.52	1.94
		B	14	0.48	0.30	0.09	0.35	1.02
		C	14	0.56	0.38	0.13	0.43	1.32
		D	14	0.51	0.33	0.17	0.40	1.39
		TOT ²	14	0.45	0.49	0.03	0.17	1.59
Experimental	14	A	14	0.93	0.41	0.34	0.85	2.00
		B	14	0.78	0.20	0.48	0.78	1.18
		C	14	0.73	0.30	0.40	0.62	1.41
		D	14	0.66	0.24	0.30	0.61	1.09
		TOT ²	14	0.66	0.45	0.20	0.60	1.91

Tabla 6. Contempla la media, desviación estándar, valores mínimos, mediana y valores máximos de pérdida ósea en sus 5 componentes (vertical, horizontal y área total) en controles a 3 y 6 meses postinserción de implantes. Teniendo en cuenta al grupo al que pertenecen ya sea control o experimental. Estando los valores de pérdida ósea expresados en milímetros

En la Tabla 7. Se comparan los momentos, ya sean a 3 meses o 6 meses en cuanto a variables de pérdida ósea se refiere.

Momento	N Obs	Variable	N	Media	Desviación Estándar	Min	Mediana	Max
3m	14	A	14	0.64	0.36	0.18	0.57	1.33
		B	14	0.48	0.26	0.09	0.52	0.94
		C	14	0.49	0.23	0.13	0.48	0.89
		D	14	0.44	0.18	0.17	0.42	0.83
		TOT ²	14	0.31	0.25	0.03	0.26	0.82
6m	14	A	14	1.05	0.52	0.37	0.92	2.00
		B	14	0.78	0.25	0.35	0.83	1.18
		C	14	0.80	0.37	0.29	0.75	1.41
		D	14	0.74	0.32	0.24	0.68	1.39
		TOT ²	14	0.79	0.53	0.10	0.71	1.91

Tabla 7. Contempla la media, desviación estándar, valores mínimos, mediana y valores máximos de pérdida ósea en sus 5 componentes (verticales, horizontales y área total) en implantes control y experimentales. Teniendo en cuenta el momento (3 meses o 6 meses) en el que se cuantifica la pérdida ósea expresada en milímetros.

En la Tabla 8. Se compararan los grupos control y experimental así como los momentos a 3 meses y 6 meses en cuanto a variables de pérdida ósea se refiere.

Grupo	Momento	N Obs	Variable	N	Media	Desviación Estándar	Min	Mediana	Max
Control	3m	7	A	7	0.53	0.40	0.18	0.48	1.33
			B	7	0.30	0.22	0.09	0.27	0.75
			C	7	0.42	0.28	0.13	0.35	0.88
			D	7	0.37	0.17	0.17	0.36	0.64
			TOT ²	7	0.22	0.28	0.03	0.15	0.82
	6m	7	A	7	0.97	0.62	0.37	0.80	1.94
			B	7	0.66	0.27	0.35	0.73	1.02
			C	7	0.71	0.43	0.29	0.71	1.32
			D	7	0.66	0.40	0.24	0.66	1.39
			TOT ²	7	0.67	0.57	0.10	0.64	1.59
Experimental	3m	7	A	7	0.74	0.32	0.34	0.81	1.30
			B	7	0.65	0.16	0.48	0.59	0.94
			C	7	0.56	0.17	0.40	0.48	0.89
			D	7	0.50	0.18	0.30	0.46	0.83
			TOT ²	7	0.39	0.19	0.20	0.34	0.76
	6m	7	A	7	1.13	0.43	0.82	0.94	2.00
			B	7	0.90	0.17	0.70	0.89	1.18
			C	7	0.90	0.31	0.58	0.78	1.41
			D	7	0.81	0.20	0.57	0.80	1.09
			TOT ²	7	0.92	0.49	0.44	0.74	1.91

Tabla 8. Contempla la media, desviación estándar, valores mínimos, mediana y valores máximos de pérdida ósea en sus 5 componentes (vertical, horizontal y área total) teniendo en cuenta si pertenecen al grupo de implantes control y experimental, teniendo en cuenta el momento 3 meses o 6 meses. Cuantificándose la pérdida ósea expresada en milímetros.

Analizando los valores medios de pérdida ósea para la variable TOT² observamos que la pérdida media a 6 meses con respecto a 3 meses es mayor tanto en el grupo control como en el test. Siendo mayor la pérdida tanto a 3 meses como a 6 meses en el grupo test respecto al control. Estos hallazgos se repiten para cualquier localización registrada ya sea “a”, “b”, “c” o “d”.

Para poder considerar estos resultados como estadísticamente significativos para un nivel de confianza mayor del 95% ($p < 0,05$) llevamos a cabo un análisis estadístico mediante el Test de ANOVA bifactorial (grupo x momento) con medidas repetidas en ambos factores y su representación en gráficas (Relación de datos 9.).

Dependent Variable: **A (pérdida ósea vertical mesial)**

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Paciente*Grupo as an Error Term

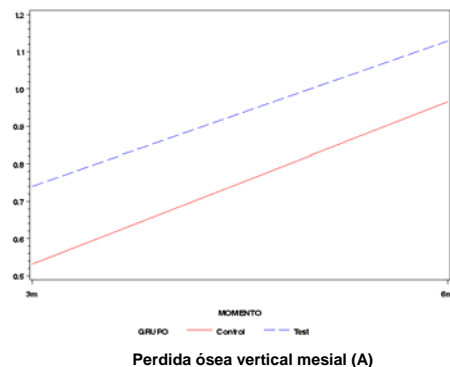
Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	1	0.24291657	0.24291657	1.00	0.3549

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Paciente*Momento as an Error Term

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Momento	1	1.18656057	1.18656057	11.55	0.0145

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Pacien*Grupo*Momento as an Error Term

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo*Momento	1	0.00393657	0.00393657	0.10	0.7627



Dependent Variable: **B (pérdida ósea vertical distal)**

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Paciente*Grupo as an Error Term

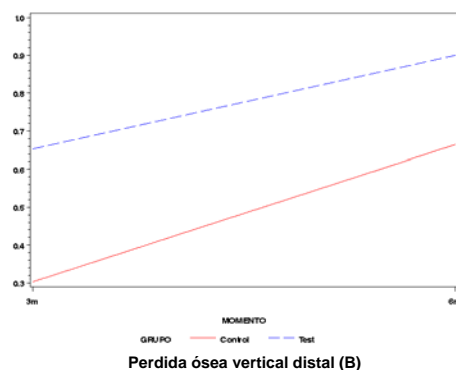
Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	1	0.60270229	0.60270229	8.45	0.0271

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Paciente*Momento as an Error Term

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Momento	1	0.65178514	0.65178514	99.41	<.0001

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Pacien*Grupo*Momento as an Error Term

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo*Momento	1	0.02228929	0.02228929	0.95	0.3662



Dependent Variable: **C** (perdida ósea horizontal mesial)

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Paciente*Grupo as an Error Term

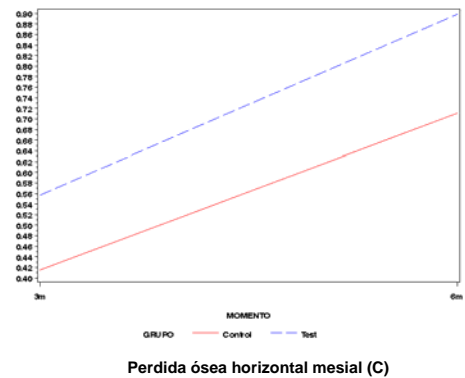
Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	1	0.18942175	0.18942175	3.19	0.1243

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Paciente*Momento as an Error Term

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Momento	1	0.70882232	0.70882232	11.27	0.0153

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Pacien*Grupo*Momento as an Error Term

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo*Momento	1	0.00345432	0.00345432	0.23	0.6459



Dependent Variable: **D** (perdida ósea horizontal distal)

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Paciente*Grupo as an Error Term

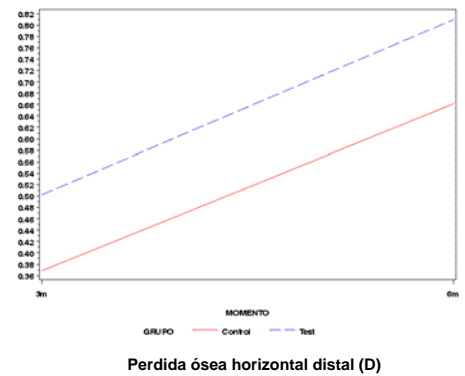
Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	1	0.13944914	0.13944914	1.39	0.2837

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Paciente*Momento as an Error Term

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Momento	1	0.63120057	0.63120057	14.85	0.0084

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Pacien*Grupo*Momento as an Error Term

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo*Momento	1	0.00031557	0.00031557	0.01	0.9281



Dependent Variable: **TOT²** (área total de pérdida ósea)

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Paciente*Grupo as an Error Term

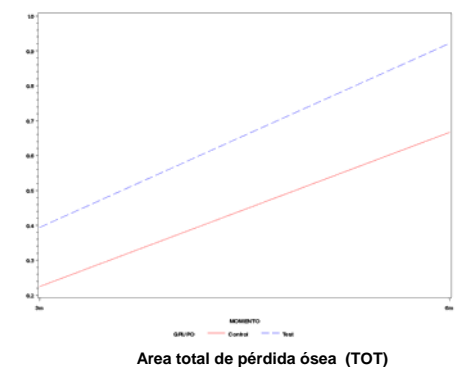
Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	1	0.31497317	0.31497317	2.67	0.1531

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Paciente*Momento as an Error Term

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Momento	1	1.64685680	1.64685680	13.99	0.0096

Tests of Hypotheses Using the Anova MS for Pacien*Grupo*Momento as an Error Term

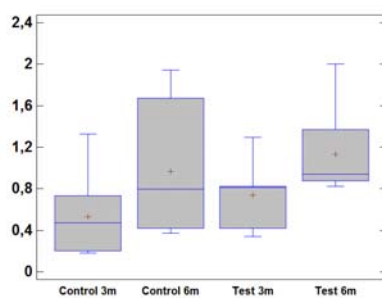
Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo*Momento	1	0.01263313	0.01263313	0.25	0.6316



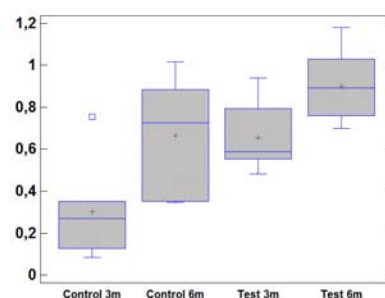
Relación de Datos 9. Test de Anova Bifactorial (Grupo x momento) con medidas repetidas en ambos factores con gráficas representativas para cada valor de pérdida ósea.

Si tomamos como indicador global de pérdida ósea el valor TOT^2 , observamos en la gráfica la falta de interacción entre los factores, quedando reflejado esto en un valor de $p=0.6316$ y permitiéndonos de este modo usar los efectos principales del modelo, es decir, el grupo y el momento. Siendo confirmada la diferencia de pérdida ósea entre los dos momentos (3/6 meses) como estadísticamente significativa respecto al valor TOT^2 con un valor de $p=0.0096$. En cuanto a la diferencia de pérdida ósea entre grupos (control/experimental) el valor de $p=0.1531$ nos revela unas diferencias estadísticamente no significativas entre grupos.

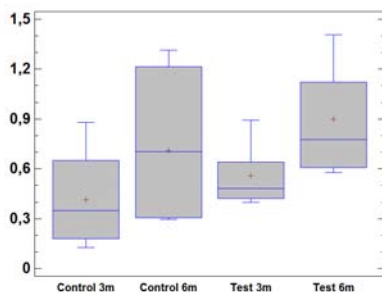
Los diagramas de cajas o “Box Plot” hacen referencia a la distribución de los resultados teniendo en cuenta los grupos y los momentos respecto a valores de pérdida ósea se refiere. Dándonos idea de la tendencia central, dispersión y simetría de los resultados.



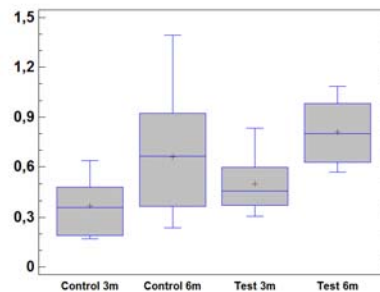
Pérdida Ósea Vertical Mesial “a”



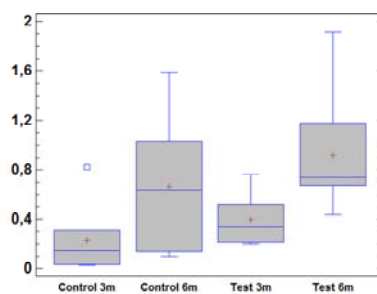
Pérdida Ósea Vertical Distal “b”



Pérdida Ósea Horizontal Mesial “c”



Pérdida Ósea Horizontal Distal “d”



Área de Pérdida Ósea Total “TOT²”

La presencia de valores que se alejan de la normalidad (colas asimétricas en los diagramas de cajas) nos lleva a realizar pruebas de normalidad mediante el Test de Shaphiro-Wilk (Relación de datos 10.). Observando alteraciones de la normalidad en los valores de "a" (pérdida ósea vertical mesial) especialmente a 6 meses en el grupo experimental con un valor de $p=0.011$ y de "b" (pérdida ósea vertical distal)

Valores "a"

	3 meses	6 meses
Control	0.1051	0.2126
Experimental	0.4545	0.011

Valores "b"

	3 meses	6 meses
Control	0.131	0.3324
Experimental	0.2775	0.8764

Valores "c"

	3 meses	6 meses
Control	0.483	0.1779
Experimental	0.1678	0.4104

Valores "d"

	3 meses	6 meses
Control	0.8064	0.4025
Experimental	0.5397	0.3542

Valores "TOT²"

	3 meses	6 meses
Control	0.0107	0.2863
Experimental	0.3257	0.0678

Relación de datos 10. Test de Shaphiro-Wilk

La presencia de desviaciones de la normalidad nos obliga a realizar pruebas no paramétricas (Test de Rangos con Signo de Wilcoxon) para confirmar la significación estadística de los resultados obtenidos. Para el valor de TOT² observamos que para el momento 3 meses las diferencias entre el grupo control y experimental no son estadísticamente significativas con un valor de $p=0.128$ y que para el momento 6 meses las diferencias entre grupo control y experimental tampoco son estadísticamente significativas con un valor de $p=0.176$. Aunque si son estadísticamente significativas las diferencias de pérdida ósea entre 3 y 6 meses para el grupo control y experimental siendo sus valores de $p=0.018$ respectivamente (Relación de datos 11.). Siendo estos resultados similares a los obtenidos con anterioridad en pruebas paramétricas.

Los valores de significación estadística con unos valores de p cercanos a un 85% de confianza hacen sospechar que quizá con un tamaño muestral mayor podríamos obtener diferencias estadísticamente significativas en cuanto a pérdida ósea se refiere entre los grupos (control/experimental) tanto a 3 meses como a 6 meses.

Estadísticos de contraste^b

	TOT2_Experimental_3m TOT ² _Control_3m	TOT2_Experimental_6m TOT2_Control_6m
Z	-1,521 ^a	-1,352 ^a
Sig. asintót. (bilateral)	,128	,176

Estadísticos de contraste^b

	TOT2_Control_6m - TOT2_Control_3m	TOT2_Experimental_6m - TOT2_Experimental_3m
Z	-2,366 ^a	-2,366 ^a
Sig. asintót. (bilateral)	,018	,018

Relación de datos 11. Test de Rangos con Signo de Wilcoxon

DISCUSIÓN:

La estabilidad primaria y la ausencia de micromovimientos están considerados dos de los factores principales necesarios para conseguir predictibilidad y éxito en los protocolos de carga inmediata y de carga temprana. La osteointegración se produce siempre y cuando se produzca un anclaje directo del implante al hueso. Ha sido demostrado que los micromovimientos no comprometen la osteointegración siempre y cuando se encuentren en un rango de entre 50-150µm.^{35,36} Uno de los grandes dilemas en la implantología es conseguir evitar estos micromovimientos y todos aquellos factores que afecten a la estabilidad primaria, como son las características geométricas de los implantes, densidad, cantidad y calidad ósea, y procedimientos quirúrgicos.^{16,38}

La percepción clínica de la estabilidad primaria se encuentra directamente relacionada con la resistencia rotacional durante la inserción del implante (torque de inserción). Autores como Trisi P y cols^{15,58,59} relacionan la estabilidad primaria con el alto torque, siendo considerado este aquel que está por encima de los 35 Ncm y que nos permitirá a su vez realizar protocolos de carga inmediata.

No existe consenso sobre cuál es la máxima resistencia permitida a la hora de colocar los implantes sin generar lesiones óseas irreversibles. Pero si existen estudios^{41,60} que afirman el éxito de los implantes colocado mediante protocolos de alto torque a través del uso de fresas finales más estrechas e implantes cónicos. Un análisis histológico en ratas realizado por Barone A y cols⁶¹ encuentra que la condensación ósea mejora la formación ósea alrededor del hueso durante las 8 semanas siguientes a la colocación del implante. Sin embargo si el estrés generado es demasiado elevado provocaría de forma inherente una isquemia y la necrosis ósea localizada en la interfase hueso-implante, lo cual podría provocar mayor reabsorción ósea^{17,20} e incluso provocar la pérdida del implante. Sin embargo autores como Trisi P y cols⁵⁹ defiende la hipótesis de que la aparición de una remodelación ósea a lo largo de la superficie del implante sometido a alto torque que da lugar a zonas de necrosis y la presencia de microcracks en el hueso, no es sinónimo de mayor pérdida ósea, y que en esta situación también ocurrirá neoformación ósea, siendo la zona más comprometida la de la cortical ósea.

En nuestro estudio hemos analizado la pérdida ósea provocada a 3 meses y a 6 meses post colocación de los implantes. Este es un estudio piloto longitudinal prospectivo de casos y controles a boca partida, donde comparamos implantes colocados en el mismo paciente con torque estándar

(menor a 35 Ncm. Grupo Control) e implantes insertados mediante protocolo de alto torque (mayor a 70 Ncm. Grupo Experimental), eliminando el posible sesgo ocasionado por el factor huésped y el ocasionado por el tipo de hueso, ya que todos los implantes control y test fueron insertados en la zona interforaminal en cada paciente. Con motivo de homogeneizar la muestra control y la muestra test tendremos en cuenta principalmente los valores TOT², valor obtenido del área que representa en el estudio radiográfico la pérdida vertical y horizontal adyacente a la parte más coronal del implante tanto en mesial como en distal de este.

Tras comparar la pérdida ósea a 3 y 6 meses en 7 pacientes y sobre 14 implantes, en todos los casos obtuvimos mayor pérdida ósea en los implantes colocados a alto torque respecto a los implantes control. Esto lo podemos observar en la Tabla 2 y Tabla 3. Esto coincide con los estudios realizados por Sotto-Maior B y cols²⁰ y Bashutski JD y cols¹⁷. Sotto Maior B y cols realizó su estudio in vitro sobre 6 modelos contruïdos y escaneados mediante TC e insertó seis implantes con 30, 40, 50, 60 y 70 Ncm de torque. Analizó el estrés y la tensión sufrida en estos modelos alrededor de los implantes mediante análisis de elementos finitos que representa la cresta y la medular ósea, llegando a la conclusión de que la cortical ósea tuvo una menor capacidad para distribuir el estrés en comparación con la medular ósea. Además añade que el torque de inserción por encima de los 50 Ncm genera una alta compresión perimplantaria provocando un déficit de vascularización y una necrosis ósea durante la fase de osteointegración acompañado de un fracaso temprano del implante, generalmente en el primer mes.

A diferencia de los estudios revisados que analizan las alteraciones óseas en implantes sometidos a alto torque de inserción, como son el estudio de Trisi P y cols^{15,56,58,59} ; Khayat P y cols⁶² y un estudio muy reciente de Grandi T y cols⁶³ , en nuestro análisis hemos tenido en cuenta radiográficamente la pérdida ósea en un área bidimensional (vertical y horizontal=TOT²), mientras que las analizadas por los autores citados previamente no hacen referencia a este aspecto y se limitan a la observación histomorfométrica o a la pérdida de hueso en su componente vertical respectivamente.

Teniendo en cuenta la variable grupo, es decir, insertar los implantes con diferentes torques con respecto a la pérdida ósea, los resultados obtenidos en nuestro estudio no son estadísticamente significativos, siendo la $p = 0.128$ entre grupos a 3 meses y $p=0.176$ entre grupos a 6 meses. Aunque si existe una pérdida ósea mayor en los implantes insertados a alto torque, las diferencias no fueron estadísticamente significativas en relación al grupo control. Esto concuerda con los resultados obtenidos por Khayat P y cols⁶² el cual obtiene mayor pérdida ósea en implantes sometidos a alto torque cuyo valor medio es de 110,6 Ncm (con un rango de 70.8-176) llevando a cabo un control de pérdida ósea de forma diferente ya sean implantes colocados en

mandíbula (2 meses post inserción) o maxilar (3 meses post inserción) y un control post carga a 6 meses respecto a cada grupo, obteniendo unos valores finales de pérdida ósea media de 1.09 mm (DE=0.62) para el grupo control y de 1.24 mm (DE=1.24). Este estudio presenta limitaciones en cuanto a no homogeneidad de la muestra pues no hace referencia a que localizaciones óseas son las que tiene en cuenta, pudiendo alterar este factor la reabsorción ósea en función de la densidad y características de cada localización ósea. A pesar de ello sus datos son ligeramente superiores a las medias de pérdida ósea vertical que presenta nuestro estudio. Concluyendo que el alto torque no impide la osteointegración no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de alto y bajo torque en cuanto a pérdida ósea se refiere.

A diferencia de los resultados obtenidos por Grandi T y cols⁶³, el cual en su estudio con una muestra de n=156 implantes, un torque control medio de 37.4 Ncm (DE= ±8.2) y un torque medio test de 74.8 Ncm (DE=±7.9) obtiene una pérdida ósea vertical media a 6 meses de 0.29 mm (DE=±0.12) y 0.33 mm (DE=±0.1) respectivamente. Aunque a 12 meses postinserción las localizaciones con alto torque experimentan un valor medio total de pérdida ósea vertical ligeramente inferior con respecto a las localizaciones control, siendo estos valores medios de 0,45 mm (DE=±0.25) en control y 0.41mm (DE=±0.18) en test. Concluyendo igualmente que el alto torque no impide la osteointegración y no existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a pérdida ósea perimplantaria se refiere en implantes insertados a alto torque respecto a los insertados a un bajo torque o torque habitualmente considerado adecuado.

Sin embargo en nuestro estudio las diferencias en la pérdida ósea a los 3 y 6 meses en los implantes insertados a alto torque es ligeramente mayor en los implantes insertados a alto torque que en los implantes del grupo control. De media los implantes a alto torque perdieron 0.53 mm entre los 3 y los 6 meses, mientras que el grupo control perdió 0.45 mm entre los 3 y 6 meses. Siendo este acontecimiento estadísticamente significativo con un valor de $p=0.018$ para ambos momentos (3 y 6 meses). Esto podría ser debido a como nos explica Sotto Maior y cols²⁰ a una mayor tensión y estrés que provocará de forma inherente una mayor isquemia y por tanto aparición de procesos de reabsorción ósea a nivel crestal.

Trisi P y cols⁶⁴ en su estudio in vivo en ovejas muestra como el alto torque de inserción en corticales óseas densas no induce la necrosis ósea ni la pérdida del implante, consiguiendo de esta forma aumentar la estabilidad primaria. Obteniendo un valor medio de alto torque de inserción de 110 Ncm, mientras que el valor medio del grupo control fue de 10 Ncm. Pero no hace referencia ni cuantifica expresado en milímetros la pérdida ósea que sufren los

implantes en su zona más coronal como consecuencia del remodelado óseo que se produce.

Las diferencias entre nuestro estudio y la bibliografía consultada radican en la muestra (diseño a boca partida) y la toma de registros, puesto que tenemos en cuenta como indicador global de pérdida ósea un área, además de que nuestro grupo control fue sometido a una media de torque de 32.70 SD=3.69 y los implantes experimentales fueron insertados a un torque de 106.73 SD=22.75.

CONCLUSIONES:

1. La supervivencia de los implantes insertados a alto torque fue del 100% a 6 meses.
2. La media de pérdida ósea fue mayor en los implantes insertados a alto torque, perdiendo de media 0.53 mm entre los 3 y 6 meses, frente a 0.45 mm del grupo control.
3. La pérdida ósea entre el grupo control y el grupo experimental no fue estadísticamente significativa, con una $p=0.1531$ en el Test de ANOVA bifactorial con medidas repetidas en ambos factores.

Anexo:

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA TRATAMIENTO CON IMPLANTES OSTEOINTEGRADOS

D. / Dña.

De años de edad y D.N.I. nº

Con domicilio en

DECLARA

Que el doctor abajo firmante me ha explicado que es conveniente proceder a realizar un **TRATAMIENTO CON IMPLANTES DENTALES**, dándome la siguiente información.

1.- El propósito principal de la intervención es la reposición de los dientes perdidos. Sé que alternativamente podría recurrir a prótesis convencionales, de menor coste, pero lo descarto por los beneficios que se pueden obtener con la técnica implantológica.

2.- Me ha explicado que el tratamiento que voy a recibir implica la administración de anestesia local, que consiste en proporcionar, mediante una inyección, sustancias que provocan un bloqueo reversible de los nervios de tal manera que se inhibe transitoriamente la sensibilidad con el fin de realizar el tratamiento sin dolor.

Me ha explicado que tendré la sensación de acorchamiento del labio o de la cara, que normalmente van a desaparecer en dos o tres horas.

También me ha explicado que la administración de la anestesia puede provocar, en el punto en el que se administre la inyección, ulceración de la mucosa y dolor, y menos frecuentemente, limitaciones en el movimiento de apertura de la boca, que pueden requerir tratamiento ulterior, y que la anestesia puede provocar bajada de tensión y sensación de mareo. En casos muy infrecuentes pueden aparecer síncope o fibrilación ventricular, que deben tratarse posteriormente e, incluso, excepcionalmente, la muerte.

Comprendo que aunque de mis antecedentes personales no se deducen posibles alergias o alergia al agente anestésico, la anestesia puede provocar urticaria, dermatitis, asma, edema angioneurótico (asfixia), que en casos extremos puede requerir tratamiento urgente.

3.- El procedimiento se lleva a cabo en dos fases, una primera en la que se fijan tornillos al hueso mediante la realización con fresas de un lecho o alveólo artificial, y una segunda (pasado un tiempo variable), cuando los tornillos estén integrados con el hueso, en la que se coloca un pilar sobre ellos para recibir posteriormente los aditamentos protésicos. En algunos casos, previamente determinados, el procedimiento se lleva a cabo en una sola fase quirúrgica, quedando en boca el pilar de cicatrización.

4.- Aunque se me han practicado los medios diagnósticos precisos, comprendo que es posible que puedan producirse procesos edematosos, inflamación, hematomas, dolor o laceraciones en la mucosa del labio o mejilla, o en la lengua, que no dependen de la técnica empleada ni de su correcta realización, e incluso la posibilidad de lesionar el seno maxilar y provocar una sinusitis que deba ser tratada posteriormente por el especialista competente.

También se me ha explicado que, con menos frecuencia e independientemente de la técnica empleada y de su correcta realización, es posible que se produzcan lesiones de tipo nervioso, por afectar a terminaciones nerviosas o nervios próximos, lo que puede generar pérdida de sensibilidad en los labios, el mentón, la lengua o la encía, según cual sea el nervio afectado. Generalmente la pérdida de sensibilidad es transitoria, aunque puede llegar a ser permanente.

Menos frecuentemente pueden producirse comunicaciones con los senos nasales o con las fosas nasales y lesionar raíces de dientes adyacente, que pueden requerir tratamiento posterior.

5.- Sé que aunque la técnica se realice correctamente, existe un porcentaje de fracasos entre el 8% y el 10%, que pueden requerir la repetición de la intervención y que, excepcionalmente, podría producirse una fractura maxilar que requiera tratamiento posterior.

6.- Entiendo que el tratamiento no concluye con la colocación del implante, sino que es preciso visitar periódicamente al facultativo y seguir escrupulosamente las normas de higiene que me ha explicado. También entiendo que, una vez colocada la prótesis, pueda fracturarse, con la consiguiente necesidad de sustituir algún tornillo o componente.

Se me ha informado que es imprescindible un seguimiento cada cierto número de meses, a fin de detectar precozmente y tratar con mejor pronóstico la aparición de cualquier complicación, como la periimplantitis, que es una especie de enfermedad periodontal en los implantes.

7.- El dentista me ha explicado que todo acto quirúrgico lleva implícitas una serie de complicaciones comunes y potencialmente serias que podrían requerir tratamientos complementarios tanto médicos como quirúrgicos, y que por mi situación actual (diabetes, cardiopatía, hipertensión, anemia, edad avanzada, obesidad) pueden aumentar riesgos y complicaciones como:

8.- Doy autorización para que se me efectúen radiografías, fotografías y/o sea filmada la intervención que se me efectúe, siempre que sea preservada mi identidad; todo ello para contribuir al avance de la Odontoestomatología.

9.- De la misma forma declaro dar mi autorización para formar parte del estudio clínico "Alto Torque de Inserción en Implantología". Se me ha informado de que al colocar los 4 implantes para realizar la prótesis inferior removible, dos implantes serán colocados con una fuerza de torque habitual y los otros dos con un protocolo de alto torque para así evaluar si existen diferencias en cuanto al hueso que rodea los implantes mediante controles radiográficos periódicos.

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo, y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que, en cualquier momento y sin necesidad de dar ninguna explicación, puede revocar el consentimiento que ahora presto.

Por ello, manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del tratamiento.

Y en tales condiciones consiento que se me practique el tratamiento que me ha explicado el Dr. D.

Colegiado nº _____ del Colegio Oficial de Odontólogos y Estomatólogos de

En _____, a _____ de _____ 20____

Fdo.: El/La Odontólogo/a

Fdo.: El Paciente

Bibliografia

-
- ¹ Pereira Queiroz T, Ávila Souza F, Okamoto R, Margonar R, Pereira-Filho VA, Rangel Garcia I, Hochuli Vieira E. Evaluation of immediate bone-cell viability and of drill wear after implant osteotomies: Immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66;1233-1240
- ² Branemark, P.I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindstrom, J. & Ohlsson, A. (1969) Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastics and Reconstructive Surgery* 1969;3; 81–100.
- ³ Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O. & Ohman, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastics and Reconstructive Surgery Supplement* 1977;16 (Suppl); 1–132.
- ⁴ Lindquist, L.W., Carlsson, G.E. & Jemt, T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clinical Oral Implants Research* 1996;7;329–336.
- ⁵ Anitua E, Carda C, Andia I. Anobel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22;138-145
- ⁶ Meltzer A, Testori T, Baumgarten H, Trisi P. Necrosis por sobrecompresión y osteintegración. *Magazine Dental* 2010 Biomet 3i Clinical Research
- ⁷ Toyoshima T, Wagner W, Oliver Klein M, Stender E, Wieland M, Al-Nawas B. Primary stability of a hybrid self-taping implant compared to a cylindrical non-self-taping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. *Clin Implant Dent Related Research* 2011;13(1);71-78.
- ⁸ Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin. Oral Imp. Res.*, 17 (Suppl. 2), 2006; 124–135
- ⁹ Calandriello R, Massimiliano T, Rangert B, Eng M. Immediate functional loading of branemark system implants with enhanced initial stability: A prospective 1-to-2 year clinical and radiographic study. *Clin. Impl. Dent. Rel. Res.* 2003;5(1);10-20.
- ¹⁰ Degidi M, Perrotti V, Strocchi R, Piatelli A, Iezzi G. Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 200; 20; 778–781.
- ¹¹ Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Bränemark P-I, Zarb G, Albrektsson T, eds. *Tissue integrated protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc. 1985; 199-209
- ¹² Friberg, B., Sennerby, L., Grondahl, K., Bergstrom, C., Back, T. & Lekholm, U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 1999;1; 75–83.
- ¹³ O'Sullivan, D., Sennerby, L. & Meredith, N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2000;2; 85–92.

-
- ¹⁴ Ottoni, J.M., Oliveira, Z.F., Mansini, R. & Cabral, A.M. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2005;20:769–776.
- ¹⁵ Trisi, P., Perfetti, G., Baldoni, E., Berardi, D., Colagiovanni, M. & Scogna, G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clinical Oral Implants Research* 2009;20:467–471.
- ¹⁶ Freitas AC Jr, Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin. Oral Impl. Res.* 2012;23(1);113-118
- ¹⁷ Bashutski J.D, D'Silva N.J, Wang H-L. Implant Compression Necrosis: Current Understanding and Case Report. *J Periodontol* 2009;80:700-704.
- ¹⁸ Ito Y, Sato D, Yonedas S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments.
- ¹⁹ Simunek A, Strnad J, Kopecka D, Brazda T, Pilathadka S, Chauhan R, Slezak R, Capek L. Changes in stability after healing of immediately loaded dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(6):1085-92
- ²⁰ Sotto-maior B.S, Rocha E.P, Almeida E.O, Freitas A.C, Anchieta R.B, Del Bel Cury A.A. Influence of High Insertion Torque on Implant Placement - An Anisotropic Bone Stress Analysis. *Braz Dent J* 2010;21(6)
- ²¹ Cochran DL. Report of the American Academy of Periodontology's Workshop on the Design and Conduct of Clinical Trials for Endosseous Dental Implants. *J Periodontol* 1998; 69:280–284.
- ²² Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1998; 11:408–420.
- ²³ Bardyn T, Gédet P, Hallermann W, Büchler P. Prediction of dental implant torque with a fast and automatic finite element analysis: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109:594-603
- ²⁴ Roberts WE. Bone dynamics of osseointegration, ankylosis, and tooth movement. *J Indiana Dent Assoc* 1999;78:24–32.
- ²⁵ Trisi P, Carlesi T, Colagiovanni, Perfetti G. Implant Stability Quotient (ISQ) vs direct in vitro measurement of primary stability (micromotion): effect of bone density and insertion torque. *J Osteol Biomat* 2010; 1:141-151
- ²⁶ Liu C, Tsai MT, Huang HL, Chen MY, Hsu JT, Su KC, Chang CH, Wu AY. Relation between insertion torque and bone-implant contact percentage: an artificial bone study. *Clin Oral Investig.* 2012;6(6):1679-84.
- ²⁷ Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: Current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22: 743–754.
- ²⁸ Johansson P, Strid K. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:279-288.

-
- ²⁹ Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin oral implants Res* 1995;6:213-219
- ³⁰ Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: An in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:164-171.
- ³¹ Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:297-303.
- ³² Friberg B, Sennerby L, Grondahl K, Bergstrom C, Back T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: A 3-year clinical prospective study: *Clin Implant Dent Relat Res* 1999;1:75-83.
- ³³ Martínez-González JM, García-Sabán F, Ferrándiz-Bernal J, Gonzalo-Lafuente JC, Cano-Sánchez J, Barona-Dorado C. Removal torque and physico-chemical characteristics of dental implants etched with hydrofluoric and nitric acid. An experimental study in Beagle dogs. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:E281-5.
- ³⁴ Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig* 2007; 11:257–265.
- ³⁵ Szmukler-Moncler, S., Piattelli, A., Favero, G.A. & Dubruille, J.H. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clinical Oral Implants Research* 2000;11:12–25.
- ³⁶ Szmukler-Moncler, S., Salama, H., Reingewirtz, Y. & Dubruille, J.H. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *Journal of Biomedical Materials Research* 1998;43:192–203.
- ³⁷ Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Brånemark system implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5:10–20.
- ³⁸ Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14:616–620.
- ³⁹ Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patients treatments with up to 2-years data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:116–123.
- ⁴⁰ Skalak R, Zhao Y. Interaction of force-fitting and surface roughness of implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2:219–224.
- ⁴¹ Turkyilmaz I, et al. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: clinical study including bone density, insertion torque and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res*, Dec 2008; 10(4):231-237.
- ⁴² Le Gall MG. Localized sinus elevation and osteocompression with single-stage tapered dental implants: technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:431–437.

-
- ⁴³ Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago, IL: Quintessence, 1985:199–209.
- ⁴⁴ Misch CE. Density of bone: effect on surgical approach, and healing. In: Misch CE, ed. *Contemporary implant dentistry*. St. Louis, MO: Mosby-Year Book, 1999:371–384.
- ⁴⁵ Hatcher DC, Dial C, Mayorga C. Cone beam CT for presurgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc* 2003; 31:825–833.
- ⁴⁶ Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. *Int J OralMaxillofac Implants* 2003;18:224–231.
- ⁴⁷ Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:290–297.
- ⁴⁸ Davies J.E. Mechanisms of Endosseous Integration. *IntJ Prosthodont* 1998;11:391–401
- ⁴⁹ Tabassum A, Walboomers X.F, Wolke J.G.C, Meijer G.J, Jansen J.A. Bone Particles and the Undersized Surgical Technique. *J Dent Res* 2010;89(6):581-586
- ⁵⁰ Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin. Oral Imp. Res* 2006;17(2):124–13
- ⁵¹ Lindh, C., Nilsson, M., Klinge, B. & Petersson, A. (1996) Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible. *Dentomaxillofac Radiology* 1996;25: 146–150.
- ⁵² Aranyarachkul, P, Caruso J, Cantes B, Schulz, E, Riggs M, Dus I, Yamada J.M, Crigger M. *Int J OralMaxillofac Implants* 2005;20: 416–424.
- ⁵³ Denissen H, Eijssink-Smeets R, Van Lingen A, Van Waas R. Assessing mineral density in small trephined jawbone biopsy specimens. *Clinical Oral Implants Research* 1999;10: 320–325.
- ⁵⁴ Gray CF, Redpath TW, Smith, FW. Pre-surgical dental implant assessment by magnetic resonance imaging. *Journal of Oral Implantology* 1996;22: 147–153.
- ⁵⁵ Klemetti, E. & Kolmakow, S. (1997) Morphology of the mandibular cortex on panoramic radiographs as an indicator of bone quality. *Dentomaxillofac Radiology* 26: 22–25.
- ⁵⁶ Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:1-7.
- ⁵⁷ Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Imp Res* 1996;7:261–267.
- ⁵⁸ Trisi P, Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. Primary stability, insertion torque and bone density of cylindric implant ad modum Branemark: Is there a relationship?. An in vivo study. *Clin Oral Impl Res.* 2011;22:567-570.

-
- ⁵⁹ Trisi P, Carlesi T, Colagiovanni M, Perfetti G. Implant Stability Quotient (ISQ) vs direct in vitro measurement of primary stability (micromotion): effect of bone density and insertion torque. *J Osteol Biomat* 2010;1:141-151.
- ⁶⁰ Canizzaro G, Torchio C, Leone M, Esposito M. Immediate versus early loading of flapless-arch prostheses: a randomised controlled clinical trial. *Eur J Oral Implantol* 2008;2:127-139.
- ⁶¹ Barone A, Covani U, Cornelini R, Gherlone E. Radiographic bone density around immediately loaded oral implants. A case series. *Clin Oral Implants* 2002;14:610-613.
- ⁶² Khayat P, Arnal H, Tourbah B, Sennerby L. Clinical Outcome of Dental Implants Placed with high Insertion Torques (Up to 176 Ncm). *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 2 (80): 2-7.
- ⁶³ Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Grandi. Clinical outcome and bone healing of implants placed with high insertion torque: 12-month results from a multicenter controlled cohort study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013; 42:516-520.
- ⁶⁴ Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High Versus Low Implant Insertion Torque: A Histologic, Histomorphometric, and biomechanical Study in the Sheep Mandible. *Oral Maxillofac Implants* 2011;26:837-849.
- ⁶⁵ Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, Jacobs R, Naert I. Histological histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin. Oral Impl. Res.* 2010;21:877-884.